



Original Article

การประเมินผลของกราฟสอบเทียบค่าเลขซีที่ต่อความแม่นยำ ในการคำนวณระยะหยุดของโปรตอนในการวางแผนการรักษา

Evaluation of CT calibration curve impact on proton range accuracy in treatment planning

กัลยรัตน์ ภูริวิกรัย¹ • ปฐมาวดี ณรงค์กรสิริชัย¹ • ชูลี วรวิจิตร² • อิศรา อิศรางกูร ณ อยุธยา² • วิรุฬห์ มั่นคงทรัพย์สิน³
มินตรา แก้วเสมอ⁴*

¹ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย

²สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย

³สาขาฟิสิกส์การแพทย์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย

⁴สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย

Kanyarat Purivikrai¹ • Pattamawadee Narongkornsirichai¹ • Chulee Wannawijit² • Isra Israngkul Na Ayuthaya²
Wiroon Monkongsubsin³ • Mintra Keawsamur⁴*

¹Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, Thailand

²Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Bangkok, 10330, Thailand

³Department of Radiology, Medical Physics program, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, Thailand

⁴Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, Thailand

ผู้รับผิดชอบบทความ: มินตรา แก้วเสมอ | Corresponding author: Mintra Keawsamur (mintra.ke@chula.ac.th)

Received: 14 May 2025 | Revised: 11 November 2025 | Accepted: 19 November 2025

Thai J Rad Tech 2025;50(1):22-31

บทคัดย่อ

บทนำ: ในการรักษามะเร็งด้วยการฉายรังสีอนุภาคโปรตอน ความแม่นยำของการคำนวณระยะหยุดของโปรตอน (proton range) มีความสำคัญอย่างยิ่ง เนื่องจากโปรตอนมีคุณสมบัติเฉพาะตัวคือการปลดปล่อยพลังงานสูงสุดที่ปลายทางของการเดินทางในเนื้อเยื่อ หรือที่เรียกว่า Bragg peak ความคลาดเคลื่อนเพียงเล็กน้อยในการคำนวณค่าการหยุดของโปรตอนอาจส่งผลกระทบต่อกระจายปริมาณรังสีในตำแหน่งเป้าหมายและอวัยวะข้างเคียงได้โดยตรง การคำนวณนี้อาศัยความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีที่จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์กับค่า Proton Stopping Power Ratio (SPR) ซึ่งแสดงในรูปของ CT calibration curve ดังนั้นความถูกต้องของกราฟสอบเทียบนี้จึงเป็นปัจจัยสำคัญต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษา **วัตถุประสงค์:** เพื่อตรวจสอบความถูกต้องและความน่าเชื่อถือของกราฟสอบเทียบ CT calibration curve ที่ใช้ในโปรแกรมวางแผนการรักษานิวเคลียร์โปรตอน ณ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย **วิธีการศึกษา:** สร้างกราฟสอบเทียบโดยวัดความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีที่และค่า Proton Stopping Power ของแท่งวัสดุจำลองจากหุ่น Gammex และนำกราฟที่ได้ไปใช้ในการคำนวณระยะหยุดของโปรตอน (proton range) ภายในโปรแกรมวางแผนการรักษา จากนั้นนำค่าที่คำนวณได้มาเปรียบเทียบกับค่าที่วัดจริงโดยใช้เครื่องวัดปริมาณรังสี Giraffe dosimeter จากการฉายด้วยเครื่อง Varian ProBeam ทั้งในหุ่นจำลอง (phantom) และในเนื้อเยื่อจริง **ผลการศึกษา:** ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างค่า Proton range ที่คำนวณและค่าที่วัดได้ (P-value = 0.21) โดยความแตกต่างของระยะ R80 เฉลี่ยใน phantom และเนื้อเยื่อจริงมีค่า 1.53 ± 3.85 มิลลิเมตร และ 0.51 ± 3.08 มิลลิเมตร ตามลำดับ และสำหรับระยะ R90 มีค่า 1.54 ± 3.82 มิลลิเมตร และ 0.83 ± 2.43 มิลลิเมตร ตามลำดับ วัสดุจำลองจำนวน 6 ชนิดผ่านเกณฑ์ตามมาตรฐาน

AAPM TG-185 ส่วนวัสดุที่เหลือนี้อาจมีผลกระทบต่อการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และเครื่องฉายรังสีโปรตอนรุ่นเดียวกัน

สรุปผลการศึกษา: กราฟสอบเทียบ CT calibration curve ที่ใช้ในโปรแกรมวางแผนการรักษาในปัจจุบันมีความถูกต้องและน่าเชื่อถืออยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ สามารถนำไปใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีและวางแผนการรักษานูภาคโปรตอนได้อย่างแม่นยำ

คำสำคัญ: เลขซีที, การรักษาด้วยอนุภาคโปรตอน, กราฟสอบเทียบ, โปรแกรมวางแผนการรักษา, อำนาจหยุดยั้งของโปรตอน

Abstract

Introduction: In proton therapy, the accuracy of dose calculation and proton range determination is critically dependent on the conversion of CT number to proton stopping power ratio (SPR). Any inaccuracy in the CT calibration curve can lead to proton range uncertainties and potential deviations in dose distribution within the target and surrounding organs at risk. Therefore, verification of the accuracy of the CT calibration curve used in treatment planning is essential to ensure precise dose delivery. **Objective:** To evaluate the accuracy and reliability of the CT calibration curve currently implemented in the proton therapy treatment planning system at the Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, The Thai Red Cross Society. **Methods:** A calibration curve was generated by correlating CT numbers with the proton stopping powers of Gammex tissue-equivalent materials. The resulting curve was applied in the treatment planning system to calculate proton ranges, which were then compared with measurements obtained using a Giraffe dosimeter on a Varian ProBeam system. Both phantom and real tissue samples were evaluated for comparison. **Results:** No statistically significant difference was found between calculated and measured proton ranges ($P = 0.21$). The mean differences of R80 and R90 in the phantom and real tissue were 1.53 ± 3.85 mm and 0.51 ± 3.08 mm, and 1.54 ± 3.82 mm and 0.83 ± 2.43 mm, respectively. Six of the Gammex materials met the AAPM TG-185 criteria, while the remaining materials showed consistent results with previous studies using the same CT and proton systems. **Conclusion:** The current CT calibration curve used in the proton therapy planning system at King Chulalongkorn Memorial Hospital demonstrates acceptable accuracy and reliability for clinical dose calculation and treatment planning applications.

Keywords: CT number, Proton therapy, Calibration curve, Treatment Planning System, Proton Stopping Power

บทนำ

การรักษามะเร็งด้วยการฉายรังสีอนุภาคโปรตอน (Proton Therapy) ซึ่งเป็นรูปแบบหนึ่งของการฉายรังสีจากภายนอก (External Beam Radiation Therapy) เป็นเทคโนโลยีที่มีประสิทธิภาพสูงกว่าการรักษาด้วยรังสีโฟตอนทั่วไป เนื่องจากอนุภาคโปรตอนสามารถถ่ายเทพลังงานจำนวนมากในช่วงระยะทางสุดท้ายของการเดินทางในเนื้อเยื่อ ทำให้เกิดคุณสมบัติเฉพาะที่เรียกว่า Bragg Peak หลังจากนั้นโปรตอนจะหยุดลงโดยไม่มีปริมาณรังสีตกค้างในเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกกว่า ส่งผลให้สามารถลดปริมาณรังสีที่อวัยวะปกติและเพิ่มประสิทธิภาพของการรักษาได้อย่างมีนัยสำคัญ

อย่างไรก็ตาม ความแม่นยำของการรักษาด้วยโปรตอนขึ้นอยู่กับความถูกต้องของการคำนวณระยะหยุดของโปรตอน (Proton Range) ในเนื้อเยื่อ ซึ่งกระบวนการวางแผนการรักษาจะใช้ภาพจาก เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed

Tomography; CT scan) เป็นข้อมูลหลักสำหรับการคำนวณการกระจายปริมาณรังสี ทั้งนี้ คุณสมบัติทางฟิสิกส์ของรังสีเอกซ์แตกต่างจากอนุภาคโปรตอนโดยสิ้นเชิง ทำให้ค่าเลขซีที (CT Number) ที่ได้จากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ไม่สามารถนำมาใช้คำนวณปริมาณรังสีของโปรตอนได้โดยตรง

ดังนั้น จึงจำเป็นต้องสร้างความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีทีและค่า อัตราการหยุดของโปรตอน (Proton Stopping Power) ในรูปของ กราฟสอบเทียบ (CT Calibration Curve) เพื่อใช้แปลงค่าตัวเลขจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ให้สอดคล้องกับพฤติกรรมของโปรตอนจริงในเนื้อเยื่อ ซึ่งในโปรแกรมวางแผนการรักษา (Treatment Planning System; TPS) จะจัดเก็บอยู่ในรูปของตารางแปลงค่า (Hounsfield Look-Up Table; HLU) โดยทั่วไป ความไม่แน่นอนของการคำนวณระยะหยุดของโปรตอนอยู่ในช่วงประมาณ 3.5% ตามรายงานของ AAPM Task Group 185 (TG-185)^[1] ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อความ

ถูกต้องของการส่งมอบรังสีหากกราฟสอบเทียบมีความคลาดเคลื่อน

งานวิจัยหลายฉบับได้ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า CT number และอัตราการหยุดของโปรตอนเพื่อปรับปรุงความแม่นยำของการคำนวณ เช่น งานของ Schneider และคณะ (1996)^[2] ซึ่งได้เสนอ empirical model สำหรับสร้างความสัมพันธ์ระหว่างค่า CT number กับอัตราการหยุดของโปรตอน โดยใช้วัสดุจำลองเนื้อเยื่อมาตรฐาน จากนั้น Yang และคณะ (2010)^[3] ได้พัฒนาแนวทางการสอบเทียบโดยใช้ข้อมูลหลายพลังงาน (Dual-Energy CT) เพื่อเพิ่มความถูกต้องในเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นต่างกัน ขณะที่ Moyers และคณะ (2016)^[4] รายงานการเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของการคำนวณในระบบ TPS หลายยี่ห้อ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าความแตกต่างของกราฟสอบเทียบอาจมีผลต่อระยะหยุดของโปรตอนและการกระจายปริมาณรังสีในระดับทางคลินิกได้

งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของกราฟสอบเทียบค่าเลขซีที่ต่อการคำนวณระยะหยุดของโปรตอนในการวางแผนการรักษา โดยใช้ทั้งวัสดุจำลอง (phantom) และเนื้อเยื่อจริง เพื่อประเมินความสอดคล้องระหว่างค่าที่ได้จากการคำนวณและค่าที่วัดจริง ซึ่งผลลัพธ์จะช่วยยืนยันความน่าเชื่อถือของระบบวางแผนการรักษาโปรตอนเทอร์ราพีและเป็นแนวทางในการปรับปรุงกระบวนการสอบเทียบในอนาคต

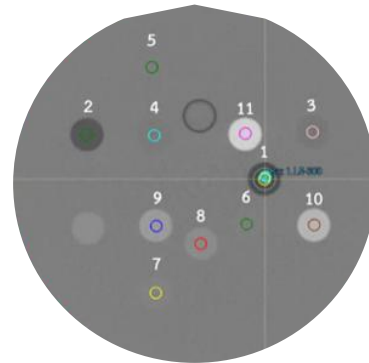
วิธีการศึกษา

1. การเตรียมและการถ่ายภาพหุ่นจำลอง

นำแท่งวัสดุจำลอง (Material plugs) ทั้งหมดใส่ในช่องของหุ่นจำลอง Gammex 467 Tissue Characterization Phantom (Gammex, Middleton, WI, USA) เพื่อทำการถ่ายภาพพร้อมกันทุกแท่ง จากนั้นวางหุ่นจำลองบนเตียงของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอรื Revolution™ CT ES (GE Healthcare, Waukesha, Wisconsin, USA) โดยกำหนดความยาวการสแกนตั้งแต่ 0–210 มิลลิเมตร ทั้งในแนวหน้า-หลังและแนวข้าง ใช้พารามิเตอร์การถ่ายภาพที่แรงดันไฟฟ้า 120 kVp และกระแสหลอดเอกซเรย์ 450 mAs



ก.



ข.

รูปที่ 1 ก. หุ่นจำลองและแท่งวัสดุจำลอง Gammex 467 Tissue Characterization Phantom (Gammex, Middleton, WI, USA)
ข. บริเวณที่สนใจ (Region of Interest; ROI) ในการวัดค่า CT number

2. การวัดค่า CT number

เลือกสไลด์ภาพที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันมากที่สุด (Homogeneous region) แล้วกำหนดบริเวณที่สนใจ (Region of Interest; ROI) ขนาดประมาณ 120 ตารางมิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 1 เพื่อวัดค่า CT number และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) ของแต่ละแท่งวัสดุจำลอง

3. การคำนวณค่าอัตราการหยุดของโปรตอนสัมพัทธ์ (Relative Proton Stopping Power)

คำนวณค่าอัตราการหยุดของโปรตอนสัมพัทธ์โดยใช้สมการ Bethe–Bloch สมการนี้อ้างอิงจาก Bethe (1930)^[5] และ ICRU Report 90 (2016)^[6] ดังนี้

$$\rho_s^{rel} = \rho_e^{rel} \times \frac{\ln[2 \frac{m_e c^2 \beta^2}{I_t(1-\beta^2)} - \beta^2]}{\ln[2 \frac{m_e c^2 \beta^2}{I_w(1-\beta^2)} - \beta^2]} \quad (1)$$

โดยที่ ρ_s^{rel} คือ อำนาจในการหยุดรังสีสัมพัทธ์

ρ_e^{rel}	คือ ความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพันธ์
$m_e c^2$	คือ rest mass energy ของอิเล็กตรอน
I_t	คือ ค่าเฉลี่ยของศักย์แห่งการแตกตัวเป็นไอออนของเนื้อเยื่อ
I_w	คือ ค่าเฉลี่ยของศักย์แห่งการแตกตัวเป็นไอออนของน้ำ



รูปที่ 2 การจัดวางชุดทดลอง (Set-up) สำหรับการวัดระยะหยุดของอนุภาคโปรตอน (Proton range) ในตัวอย่างเนื้อเยื่อหมู (pig tissue) โดยใช้เครื่องวัดปริมาณรังสี Giraffe dosimeter ภายในห้องฉายรังสีของเครื่องโปรตอน Varian ProBeam

4. การสร้างกราฟสอบเทียบ

ทำการสร้างกราฟสอบเทียบระหว่างค่าเลขซีที (CT number) ที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลอง Gammex กับค่าอัตราการหยุดของโปรตอน (Proton Stopping Power) ของวัสดุจำลองแต่ละชนิด โดยใช้สมการถดถอยเชิงเส้น (Linear Regression) เพื่อสร้างความสัมพันธ์ในแต่ละกลุ่มเนื้อเยื่อ ได้แก่ 1) เนื้อเยื่อปอด, 2) เนื้อเยื่ออ่อน, และ 3) เนื้อเยื่อกระดูก กราฟสอบเทียบนี้จะถูกนำไปใช้ในโปรแกรมวางแผนการรักษา Eclipse version 16.1 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) เพื่อคำนวณการกระจายของปริมาณรังสีและระยะหยุดของโปรตอนในเนื้อเยื่อจริง

5. การตรวจสอบความถูกต้องของกราฟสอบเทียบ

นำกราฟสอบเทียบที่สร้างได้ไปใช้ในการคำนวณระยะหยุดของโปรตอน (Proton range) ด้วยโปรแกรมวางแผนการรักษาโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของวัสดุจำลองและเนื้อเยื่อจริง จากนั้นทำการฉายรังสีด้วยเครื่องโปรตอน Varian ProBeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) และวัดระยะหยุดของโปรตอนจริงด้วยเครื่องวัดปริมาณรังสี Giraffe Dosimeter (IBA Dosimetry, Germany) ดังแสดงในรูปที่ 2 เปรียบเทียบค่าระยะหยุดของโปรตอนที่คำนวณจากโปรแกรมวางแผนกับค่าที่วัดได้จริง โดยใช้ค่ามาตรฐาน R80 และ R90 สำหรับทั้งหุ่นจำลอง (phantom) และเนื้อเยื่อจริง ได้แก่ เนื้อเยื่อปอด ดับ และขาหมู เพื่อประเมินความแตกต่างของค่าระยะหยุดโปรตอนโดยใช้สมการ

$$\text{ความแตกต่าง} = \text{การคำนวณ} - \text{การวัด} \quad (2)$$

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

ข้อมูลทั้งหมดถูกวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมทางสถิติ SPSS version 28.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) เพื่อคำนวณค่ากลางและการกระจายของข้อมูล ได้แก่ ค่าเฉลี่ย (Mean) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation) และร้อยละของความแตกต่างของค่าระยะ R80 และ R90 ทั้งในหุ่นจำลองและเนื้อเยื่อจริง ก่อนดำเนินการทดสอบความแตกต่าง ได้ตรวจสอบการกระจายตัวของข้อมูล (Normality test) ด้วยการทดสอบ Shapiro-Wilk เพื่อยืนยันว่าข้อมูลมีการกระจายแบบปกติ จากนั้นใช้สถิติ Paired t-test เพื่อเปรียบเทียบค่าระหว่างระยะที่คำนวณกับระยะที่วัดได้จริง กำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติ (Significance level) ที่ $p < 0.05$ เพื่อประเมินว่าความแตกต่างมีนัยสำคัญทางสถิติหรือไม่

ผลการศึกษา

กราฟสอบเทียบ

1. การสร้างกราฟสอบเทียบ (CT Calibration Curve Construction)

ได้ทำการสร้างกราฟสอบเทียบ (Calibration Curve) เพื่อแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีที (CT number) ที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลอง Gammex 467 Tissue Characterization Phantom กับค่าอัตราการหยุดของโปรตอน (Proton Stopping Power) ของวัสดุจำลองแต่ละชนิด โดยกราฟดังกล่าวเป็นพื้นฐานสำคัญในการคำนวณระยะหยุดของโปรตอนในระบบวางแผนการรักษา เนื่องจากเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์มีความหนาแน่นและองค์ประกอบทางเคมีแตกต่างกันอย่างชัดเจนจึงมีอัตราการกระเจิงและการหยุดยั้งพลังงานของอนุภาคโปรตอน

แตกต่างกัน เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการคำนวณจึงได้ทำการแยกกราฟสอบเทียบออกเป็น 3 กลุ่มเนื้อเยื่อหลัก ได้แก่

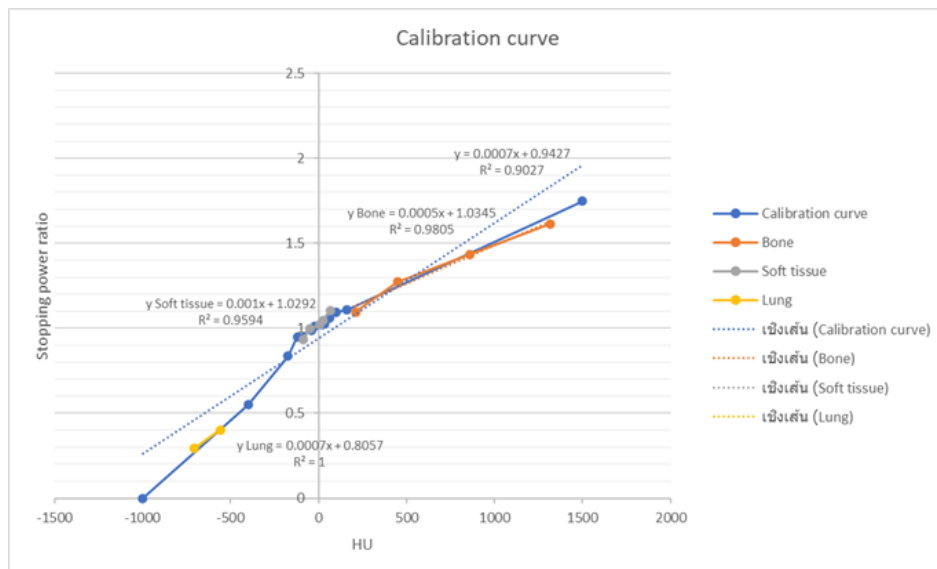
เนื้อเยื่อปอด (Lung-equivalent materials) — มีความหนาแน่นต่ำ ($\sim 0.3\text{--}0.5\text{ g/cm}^3$) โปรตอนสูญเสียพลังงานช้ากว่าเนื้อเยื่อชนิดอื่น

เนื้อเยื่ออ่อน (Soft-tissue-equivalent materials) — มีความหนาแน่นใกล้เคียงน้ำ ($\sim 1.0\text{ g/cm}^3$) ซึ่งเป็นพื้นฐานของการคำนวณอัตราการหยุดยั้งสัมพัทธ์

เนื้อเยื่อกระดูก (Bone-equivalent materials) — มีความหนาแน่นสูง ($1.5\text{--}1.9\text{ g/cm}^3$) ส่งผลให้โปรตอนสูญเสียพลังงานและหยุดลงได้เร็วกว่ากลุ่มอื่น

การจำแนกดังกล่าวช่วยลดค่าความไม่แน่นอนที่เกิดจากการใช้สมการถดถอยเดียวกับเนื้อเยื่อที่มีสมบัติแตกต่างกันมาก ซึ่ง

อาจทำให้ค่าการคำนวณอัตราการหยุดของโปรตอน (Proton stopping power) มีความคลาดเคลื่อนในระดับหลายเปอร์เซ็นต์ ผลจากการวิเคราะห์เชิงสถิติของสมการถดถอยเชิงเส้น (Linear regression) พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีทีและอัตราการหยุดของโปรตอนในแต่ละกลุ่มเนื้อเยื่อมีความสัมพันธ์สูง โดยมีค่า สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation coefficient; R) อยู่ในช่วง $0.982\text{--}0.998$ แสดงให้เห็นว่ากราฟสอบเทียบที่สร้างขึ้นสามารถอธิบายแนวโน้มความสัมพันธ์ของข้อมูลได้อย่างถูกต้องและมีความน่าเชื่อถือสูง ดังแสดงใน รูปที่ 3 ซึ่งเป็นกราฟสอบเทียบแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีทีและอัตราการหยุดของโปรตอน จำแนกตามกลุ่มเนื้อเยื่อ โดยเส้นสีเหลืองแทนกลุ่มเนื้อเยื่อปอด สีเทาแทนเนื้อเยื่ออ่อน และสีส้มแทนเนื้อเยื่อกระดูก



รูปที่ 3 กราฟสอบเทียบที่เป็นความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีทีและอำนาจหยุดยั้งของโปรตอนของแท่งวัสดุจำลอง 11 ชนิด แสดงด้วยเส้นสีน้ำเงิน จากการใช้สมการถดถอยเชิงเส้นในช่วงเนื้อเยื่อปอด (สีเหลือง) เนื้อเยื่ออ่อน (สีเทา) และเนื้อเยื่อกระดูก (สีส้ม)

2. การคำนวณระยะพิสัยของโปรตอน (Proton Range Calculation)

กราฟสอบเทียบที่สร้างได้ถูกนำไปใช้ในโปรแกรมวางแผนการรักษา Eclipse version 16.1 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) เพื่อคำนวณการกระจายปริมาณรังสีตามแนวความลึก (Depth-dose distribution) จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองและเนื้อเยื่อจริง จากข้อมูลที่ได้ สามารถกำหนดค่าระยะหยุดของโปรตอน (Proton range) ที่ทำให้ปริมาณรังสีลดลงจากค่าสูงสุดเหลือ

ร้อยละ 80 (R80) และร้อยละ 90 (R90) ซึ่งเป็นค่ามาตรฐานในการประเมินความถูกต้องของการคำนวณระยะหยุดของโปรตอนในงานทางคลินิก

3. การเปรียบเทียบผลการคำนวณและผลการวัด (Comparison Between Calculation and Measurement)

ค่าระยะหยุดของโปรตอนที่ได้จากการคำนวณโดยโปรแกรมวางแผนการรักษาและค่าที่ได้จากการวัดจริงด้วยเครื่อง Giraffe dosimeter ถูกนำมาเปรียบเทียบ โดยแสดงในตารางที่ 1-4 สำหรับทั้งวัสดุจำลองและเนื้อเยื่อจริง

ตารางที่ 1 ระยะพิสัยของโปรตอนที่ทำให้ปริมาณรังสีลดลงจากค่าสูงสุดเหลือร้อยละ 80 (R_{80}) ที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมวางแผนการรักษา และค่าที่วัดจากเครื่องวัดปริมาณรังสีกราฟ และความแตกต่าง/ร้อยละความแตกต่าง ระหว่างค่าที่ได้จากการคำนวณกับค่าที่ได้จากการวัดของหุ่นจำลอง

	R ₈₀ (มิลลิเมตร)		ความแตกต่าง R ₈₀ (มิลลิเมตร)	% ความแตกต่าง
	การคำนวณ	การวัด		
เนื้อเยื่อปอด				
LN-300 Lung	142.96	136.42	6.54	4.79
LN-450 Lung	136.74	126.47	10.27	8.12
Mean ± SD			8.41 ± 2.64	6.46 ± 2.36
เนื้อเยื่ออ่อน				
AP6 Adipose	90.11	90.35	-0.24	-0.27
BR-12 Breast	89.02	87.93	1.09	1.24
Solid water	85.62	86.13	-0.51	-0.60
BRN-SR2 Brain	85.38	81.94	3.45	4.21
LV1 Liver	81.73	81.23	0.51	0.62
Mean ± SD			0.86 ± 1.58	1.04 ± 1.91
เนื้อเยื่อกระดูก				
HE_Inner_Bone	77.41	79.73	-2.31	-2.90
Bone (CB2-30% CaCO ₃)	68.76	67.76	1.00	1.47
Bone (CB2-50% CaCO ₃)	55.90	56.72	-0.82	-1.45
Cortical Bone	41.42	43.58	-2.16	-4.95
Mean ± SD			-1.07 ± 1.53	-1.96 ± 2.70
Mean ± SD			1.53 ± 3.85	0.94 ± 3.70
Min			-0.24	-0.27
Max			10.27	8.12

จากตาราง แสดงค่าความแตกต่างของ R_{80} สำหรับวัสดุจำลองเนื้อเยื่อปอด LN-300 และ LN-450 มีค่าความแตกต่างเท่ากับ 6.54 และ 10.27 มิลลิเมตร ตามลำดับ ในขณะที่วัสดุจำลองเนื้อเยื่ออ่อนมีค่าความแตกต่างอยู่ในช่วง -0.51 ถึง 3.45

มิลลิเมตร สำหรับวัสดุจำลองเนื้อเยื่อกระดูก มีค่าความแตกต่างอยู่ในช่วง -2.31 ถึง 1.00 มิลลิเมตร

ตารางที่ 2 ระยะพิสัยของโปรตอนที่ทำให้ปริมาณรังสีลดลงจากค่าสูงสุดเหลือร้อยละ 90 (R_{90}) ที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมวางแผนการรักษา และค่าที่วัดจากเครื่องวัดปริมาณรังสีกราฟ และความแตกต่าง/ร้อยละความแตกต่าง ระหว่างค่าที่ได้จากการคำนวณกับค่าที่ได้จากการวัดของหุ่นจำลอง

วัสดุ	R ₉₀ (มิลลิเมตร)		ความแตกต่าง R ₉₀ (มิลลิเมตร)	% ความแตกต่าง
	การคำนวณ	การวัด		
เนื้อเยื่อปอด				
LN-300 Lung	142.15	135.40	6.75	4.98
LN-450 Lung	135.52	125.41	10.11	8.06
Mean ± SD			8.43 ± 2.38	6.52 ± 2.18
เนื้อเยื่ออ่อน				
AP6 Adipose	89.26	89.49	-0.23	-0.26
BR-12 Breast	87.88	86.94	0.94	1.08
Solid water	84.77	85.34	-0.57	-0.67
BRN-SR2 Brain	84.59	80.94	3.65	4.51
LV1 Liver	80.61	80.22	0.39	0.48
Mean ± SD			0.83 ± 1.68	1.03 ± 2.06
เนื้อเยื่อกระดูก				
HE_Inner_Bone	76.61	78.65	-2.04	-2.60
Bone (CB2-30% CaCO ₃)	67.52	66.82	0.70	1.05
Bone (CB2-50% CaCO ₃)	54.96	55.66	-0.70	-1.27
Cortical Bone	40.41	42.47	-2.06	-4.85
Mean ± SD			-1.03 ± 1.31	-1.92 ± 2.47
Mean ± SD			1.54 ± 3.82	0.96 ± 3.67
Min			-0.23	-0.26
Max			10.11	8.06

จากตาราง แสดงค่าความแตกต่างของ R_{90} สำหรับวัสดุจำลองเนื้อเยื่อปอด LN-300 และ LN-450 มีค่าความแตกต่างเท่ากับ 6.75 และ 10.11 มิลลิเมตร ตามลำดับ ในขณะที่วัสดุ

จำลองเนื้อเยื่ออ่อนมีค่าความแตกต่างอยู่ในช่วง -0.57 ถึง 3.65 มิลลิเมตร สำหรับวัสดุจำลองเนื้อเยื่อกระดูก มีค่าความแตกต่างอยู่ในช่วง -2.06 ถึง 0.70 มิลลิเมตร

ตารางที่ 3 ระยะพิสัยของโปรตอนที่ทำให้ปริมาณรังสีลดลงจากค่าสูงสุดเหลือร้อยละ 80 (R_{80}) ที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมวางแผนการรักษา และค่าที่วัดจากเครื่องวัดปริมาณรังสีกราฟ และความแตกต่าง/ร้อยละความแตกต่าง ระหว่างค่าที่ได้จากการคำนวณกับค่าที่ได้จากการวัดของเนื้อเยื่อจริง

วัสดุ	R_{80} (มิลลิเมตร)		ความแตกต่าง R_{80} (มิลลิเมตร)	% ความแตกต่าง
	การคำนวณ	การวัด		
Lung	120.25	116.70	3.55	3.04
Leg	90.42	93.04	-2.62	-2.81
Liver	43.10	42.49	0.61	1.44
Mean $\pm$ SD			0.51 $\pm$ 3.08	0.55 $\pm$ 3.02
Min			0.61	1.44
Max			3.55	3.04

จากตาราง แสดงค่าความแตกต่างของ R_{80} ของเนื้อเยื่อจริง ซึ่งมีค่าความแตกต่างเฉลี่ย 0.51 มิลลิเมตร ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน 3.08

ตารางที่ 4 ระยะพิสัยของโปรตอนที่ทำให้ปริมาณรังสีลดลงจากค่าสูงสุดเหลือร้อยละ 90 (R_{90}) ที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมวางแผนการรักษา และค่าที่วัดจากเครื่องวัดปริมาณรังสีกราฟ และความแตกต่าง/ร้อยละความแตกต่าง ระหว่างค่าที่ได้จากการคำนวณกับค่าที่ได้จากการวัดของเนื้อเยื่อจริง

เนื้อเยื่อ	R_{90} (มิลลิเมตร)		ความแตกต่าง R_{90} (การคำนวณ - การวัด) (มิลลิเมตร)	% ความแตกต่าง
	การคำนวณ	การวัด		
Lung	119.10	115.74	3.36	1.79
Leg	89.51	91.12	-1.62	-1.78
Liver	42.33	41.59	0.74	2.90
Mean $\pm$ SD			0.83 $\pm$ 2.49	0.97 $\pm$ 2.44
Min			0.74	-1.78
Max			3.36	2.90

สำหรับวัสดุจำลองเนื้อเยื่อปอด (LN-300 และ LN-450) มีค่าความแตกต่างของระยะหยุด R_{80} เท่ากับ 6.54 และ 10.27 มิลลิเมตร ตามลำดับ กลุ่มเนื้อเยื่ออ่อนมีค่าความแตกต่างเฉลี่ย $\pm$ SD เท่ากับ 0.86 ± 1.58 มิลลิเมตร กลุ่มเนื้อเยื่อกระดูกมีค่าความแตกต่างเฉลี่ย -1.07 ± 1.53 มิลลิเมตร ค่าเฉลี่ยของความแตกต่างโดยรวมของ R_{80} มีค่า 1.53 ± 3.85 มิลลิเมตร และสำหรับ R_{90} เท่ากับ 1.54 ± 3.82 มิลลิเมตร ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ตามมาตรฐาน AAPM TG-185 ในส่วนของเนื้อเยื่อ

จริง ได้แก่ ปอด ขา และตับ พบว่าความแตกต่างของระยะหยุดโปรตอนมีค่าเฉลี่ย $\pm$ SD เท่ากับ 0.51 ± 3.08 มิลลิเมตร สำหรับ R_{80} และ 0.83 ± 2.49 มิลลิเมตร สำหรับ R_{90}

การทดสอบทางสถิติด้วย Paired t-test (หลังผ่านการตรวจสอบการกระจายข้อมูลด้วย Shapiro-Wilk test) พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างค่าที่คำนวณและค่าที่วัดได้จริง โดยมีค่า P-value = 0.21 ($\alpha = 0.05$, 95% confidence level)

อภิปรายผลการศึกษา

งานวิจัยฉบับนี้ได้ทำการศึกษาความถูกต้องของกราฟสอบเทียบระหว่างค่าเลขซีทีและอัตราการหยุดของโปรตอน โดยเปรียบเทียบค่าระยะหยุดของโปรตอนที่ได้จากการคำนวณในโปรแกรมวางแผนการรักษาและค่าที่วัดจริงจากเครื่องวัดปริมาณรังสี Giraffe dosimeter ทั้งในหุ่นจำลอง Gammex และเนื้อเยื่อจริง

สำหรับการตรวจสอบผลการทดลองในหุ่นจำลอง Gammex จากผลการทดสอบโดยใช้เกณฑ์อ้างอิงของ AAPM Task Group 185^[1] (ยอมรับความคลาดเคลื่อนได้ไม่เกิน ± 2 มิลลิเมตร) พบว่าวัสดุจำลองจำนวน 6 ชนิด ได้แก่ Bone (CB2-30), Bone (CB2-50%), Liver, Solid Water, Breast และ Adipose มีค่าความแตกต่างของระยะหยุด (R90) อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ ส่วนวัสดุที่ไม่ผ่านเกณฑ์มี 5 ชนิด ได้แก่ Cortical Bone, Inner Bone, Brain, Lung (LN-450) และ Lung (LN-300) เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Monkongsubsin et al.^[7] ซึ่งใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และเครื่องฉายรังสีอนุภาคโปรตอนรุ่นเดียวกัน พบว่าแนวโน้มของความแตกต่างของระยะหยุด ($\Delta R90$) ในวัสดุจำลองทั้ง 11 ชนิด มีทิศทางสอดคล้องกัน โดยเฉพาะวัสดุเนื้อเยื่อกระดูกและเนื้อเยื่ออ่อนที่มีค่าความแตกต่างน้อยกว่า ± 2 มิลลิเมตร ขณะที่วัสดุเนื้อเยื่อปอด (LN-300 และ LN-450) มีความแตกต่างสูงสุด สาเหตุที่วัสดุจำลองเนื้อเยื่อปอดมีความแตกต่างมากกว่าเนื้อเยื่อชนิดอื่น เกิดจากลักษณะทางกายภาพของวัสดุที่จำลองความพรุนของปอดจริง ซึ่งมีโพรงอากาศกระจายอยู่ในเนื้อวัสดุ ทำให้ค่าเลขซีที (CT number) มีความไม่สม่ำเสมอ (non-uniformity) และมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานสูง ส่งผลให้เกิดความไม่แน่นอนในการแปลงค่า CT number เป็นอัตราการหยุดของโปรตอน (Proton Stopping Power) ผ่านกราฟสอบเทียบ โดยเฉพาะในกรณีที่ใช้วิธีคำนวณแบบเชิงวิเคราะห์ (Analytical method) ในโปรแกรมวางแผนการรักษา ซึ่งคำนวณจากสมการเชิงคณิตศาสตร์โดยไม่จำลองการเกิดอันตรกิริยาของอนุภาคจริง (particle interaction) เหมือนใน Monte Carlo algorithm ดังนั้นแม้ว่าค่าความแตกต่างในวัสดุจำลองเนื้อเยื่อปอดจะสูงกว่าเกณฑ์ AAPM TG-185 เล็กน้อย แต่ยังถือว่าอยู่ในระดับที่สามารถยอมรับได้ทางคลินิก เพราะเมื่อคำนวณเป็น “เปอร์เซ็นต์ความแตกต่าง” (percent range error) จะอยู่ที่ประมาณ 3% ซึ่งต่ำกว่าค่าความไม่แน่นอนโดยรวมของการรักษาด้วยโปรตอนที่กำหนดไว้ไม่เกิน $\pm 3.5\%$ ตามรายงานของ Paganetti (2012)^[8] และสอดคล้องกับค่าที่รายงานโดย Dennis M. et al. (2017)^[9] ที่ระบุว่าความคลาดเคลื่อนในระดับ

3% ถือว่ายอมรับได้สำหรับการรักษาผู้ป่วยจริง และในการตรวจสอบผลการทดลองในเนื้อเยื่อจริง ในการศึกษาครั้งนี้ได้ใช้ตัวอย่างเนื้อเยื่อจริง ได้แก่ ดับ ปอด และขาหมู เพื่อยืนยันความถูกต้องของกราฟสอบเทียบในสภาพที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อมนุษย์มากที่สุด ผลการทดสอบพบว่า เนื้อเยื่อ ดับ และ ขาหมู อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ตามมาตรฐานของ AAPM TG-185 ส่วนเนื้อเยื่อปอดหมู มีค่าความแตกต่างของระยะหยุด R90 ประมาณ 3.36 มิลลิเมตร ซึ่งแม้จะเกินกว่าค่าเกณฑ์ 2 มิลลิเมตร แต่เมื่อเปรียบเทียบในหน่วยเปอร์เซ็นต์ พบว่ามีค่าความแตกต่างเพียง 3.04% ซึ่งยังอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้สำหรับการรักษาทางคลินิก เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Chirdchid et al. (2023)^[10] ที่ศึกษาค่าความแตกต่างของ R80 ในเนื้อเยื่อจริง พบว่าทิศทางของค่าความแตกต่างมีความสอดคล้องกัน โดยค่าที่ได้จากโปรแกรมวางแผนการรักษามักมีค่ามากกว่าการวัดจริง สาเหตุเนื่องจากการคำนวณใน TPS ใช้ค่าเฉลี่ยของ voxel ที่รวมอากาศและเนื้อเยื่อเข้าด้วยกัน ส่งผลให้ค่า CT number ถูกประมาณต่ำกว่าความเป็นจริงในบริเวณที่มีความไม่เป็นเนื้อเดียวกันสูง เช่น บริเวณเนื้อเยื่อปอด นอกจากนี้ ลักษณะของลำรังสีในระบบ pencil beam scanning ยังไวต่อความไม่สม่ำเสมอของเนื้อเยื่อและความหนาแน่นในแนวลำรังสี ซึ่งอาจทำให้เกิดการเบี่ยงเบนเล็กน้อยของตำแหน่ง Bragg peak ได้ (range uncertainty 1-3 มิลลิเมตร) ดังนั้นความแตกต่างที่พบในเนื้อเยื่อปอดหมูจึงยังอยู่ในขอบเขตที่ถือว่าปลอดภัยและยอมรับได้ในเชิงคลินิก

สรุปผลการศึกษา

จากการเปรียบเทียบค่าระยะหยุดของโปรตอนที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมวางแผนการรักษาและค่าที่วัดจริง พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P-value = 0.21) โดยค่าความแตกต่างเฉลี่ยของ R80 และ R90 อยู่ในช่วง ± 3 มิลลิเมตร ทั้งในวัสดุจำลองและเนื้อเยื่อจริง ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ตาม AAPM TG-185 แม้ว่าวัสดุจำลองและเนื้อเยื่อปอดจะมีค่าความแตกต่างสูงสุดเมื่อเทียบกับเนื้อเยื่อชนิดอื่น แต่เมื่อวิเคราะห์เชิงเปอร์เซ็นต์แล้วพบว่ายังอยู่ในช่วงความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ ($< 3.5\%$) ทั้งนี้เนื่องจากลักษณะความพรุนของปอดที่มีอากาศแทรกทำให้การคำนวณอัตราการหยุดของโปรตอนมีความไม่แน่นอนสูงกว่าเนื้อเยื่อชนิดอื่น โดยสรุป กราฟสอบเทียบ CT calibration curve ที่ใช้งานในปัจจุบัน ณ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย มีความถูกต้องและน่าเชื่อถือในระดับที่สามารถนำไปใช้ในการวางแผนการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอนได้อย่างแม่นยำและปลอดภัยทางคลินิก

เอกสารอ้างอิง

- [1] Farr JB, Moyers MF, Allgower CE, Bues M, Hsi WC, Jin H, et al. Clinical commissioning of intensity-modulated proton therapy systems: report of AAPM Task Group 185. *Med Phys.* 2021;48(1):e1–e30. doi:10.1002/mp.14546.
- [2] Schneider U, Pedroni E, Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol.* 1996;41(1):111–124.
- [3] Yang M, Zhu XR, Park PC, Titt U, Mohan R, Virshup G, et al. Comprehensive analysis of proton range uncertainties related to patient stopping-power-ratio estimation using the stoichiometric calibration. *Med Phys.* 2010;37(8):3674–3684.
- [4] Moyers MF, Miller DW, Bush DA, Slater JD. Methodologies and tools for proton beam verification and validation. *Radiat Oncol.* 2016;11:118.
- [5] Bethe HA. Zur Theorie des Durchgangs schneller Korpuskularstrahlen durch Materie. *Ann Phys.* 1930;397(5):325–400. doi:10.1002/andp.19303970303.
- [6] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 90: Key Data for Ionizing-Radiation Dosimetry: Measurement Standards and Applications. Bethesda (MD): ICRU; 2016.
- [7] Monkongsubsin W, Israngkul Na Ayuthaya I, Sanghangthum T, Keawsamur M. Range comparison of Monte Carlo and pencil beam algorithms in treatment planning system for proton therapy. In: Proceedings of the Thai Medical Physics Society Conference; 2024; Bangkok, Thailand. Bangkok: TMPS; 2024. p. 1–6.
- [8] Paganetti H. Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol.* 2012;57(11):R99–R117.
- [9] Dennis ML, Radovich E, Wong KLM, Owolabi O, Cavallaro FL, Mbizvo MT, et al. Pathways to increased coverage: an analysis of time trends in contraceptive need and use among adolescents and young women in Kenya, Rwanda, Tanzania, and Uganda. *Reprod Health.* 2017;14(1):130. doi:10.1186/s12978-017-0393-3.
- [10] Chirdchid T, Ruangchan S, Sanghangthum T. Dosimetric comparison between single-energy computed tomography and dual-energy computed tomography relative to stopping power estimation in proton therapy. *J Med Phys.* 2023;48(3):292–297. doi:10.4103/jmp.jmp_67_23.